



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TRABAJO FINAL DE GRADO

**RELACIÓN ENTRE LA CALIDAD ÓPTICA ‘THROUGH-
FOCUS’ Y LA CURVA DE DESENFOQUE DE AGUDEZA
VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES**

ÒSCAR MEMBRIVE SEGALÉS

Director: FIDEL VEGALERÍN
Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI), FOOT

FECHA DE LECTURA
26/06/2017

El Sr. Fidel Vega Lerín, como director del trabajo

CERTIFICA

Que el Sr Òscar Membrive Segalés ha realizado bajo su supervisión el trabajo *Relación entre la calidad óptica 'Through-focus' y la curva de desenfoque de agudeza visual de lentes intraoculares multifocales*. Recogido en esta memoria para optar al título de grado en Óptica y Optometría.

Y para que conste, firmo este certificado.

Sr. Fidel Vega Lerín
Director del trabajo

Terrassa, 12 de junio de 2017



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

RELACIÓN ENTRE LA CALIDAD ÓPTICA 'THROUGH-FOCUS' Y LA CURVA DE DESENFQUE DE AGUDEZA VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES

RESUMEN

En el ser humano la capacidad de enfocar objetos situados a diferentes distancias viene dada por la acción combinada del cristalino y el musculo ciliar. Durante el paso de los años esta capacidad se ve reducida y aparece la presbicia, el ojo ya no es capaz de enfocar objetos a distancias de trabajo habituales. Durante el paso prolongado de los años las proteínas que constituyen el cristalino se descomponen lentamente provocando junto con otros factores, la opacificación del cristalino, formando la catarata. En los países subdesarrollados la principal causa de ceguera es la catarata. Actualmente el tratamiento para la catarata es la sustitución del cristalino por una lente intraocular (LIO) quirúrgicamente. Estas lentes pueden ser monofocales o multifocales, cubriendo un mayor rango de necesidades del paciente. Actualmente la calidad óptica de las lentes intraoculares es evaluada en banco óptico bajo la norma ISO standard 11979-2:2014. Este trabajo pretende comprobar si el estudio empírico de las lentes intraoculares en banco óptico mediante la función de Transferencia de Modulación (MTF) es una buena métrica para la predicción de la agudeza visual potencial de un paciente después de la operación. Para ello se comparan dos lentes bifocales y se toma una monofocal como referencia. En este trabajo se ha medido la calidad óptica en banco óptico mediante la MTF y posteriormente se ha relacionado con la curva de desenfoque clínica de agudeza visual. Teniendo en cuenta que la predicción solo es válida para un mismo grupo de pacientes de estudio, ya que la curva de desenfoque depende de las condiciones de medida y que siempre debe ser con una misma lente intraocular porque los diseños y adiciones son muy diferentes entre LIOs, los resultados indican que la correlación entre los dos valores es buena ($R^2=0.80$ de media).



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

RELACIÓN ENTRE LA CALIDAD ÓPTICA 'THROUGH-FOCUS' Y LA CURVA DE DESENFQUE DE AGUDEZA VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES

RESUM

En el esser humà la capacitat d'enfocar objectes situats a diferents distàncies és deguda a l'acció combinada del cristal·lí i el múscul ciliar. Durant el pas dels anys aquesta capacitat es veu reduïda i apareix la presbícia, l'ull ja no es capaç d'enfocar objectes a distàncies de treball habituals. Durant el pas prolongat dels anys les proteïnes que constitueixen el cristal·lí es descomponen lentament provocant junt amb altres factors, la opacificació del cristal·lí, formant la cataracta. En els països sub-desarrollats la principal causa de ceguera és la cataracta. Actualment el tractament per la cataracta es la substitució del cristal·lí per una lent intraocular (LIO) quirúrgicament. Aquestes lents poden ser monofocals o multifocals, cobrint un major rang de necessitats del pacient. Actualment la qualitat òptica de les lents intraoculars es avaluada en banc òptic amb la norma ISO Standard 11979-2:2014. Aquest treball pretén comprovar si el estudi empíric de les lents intraoculars en banc òptic mitjançant la funció de transferència de modulació (MTF) es una bona mètrica per a la predicció de la agudesia visual potencial d'un pacient després d'una operació. S'han comparat dues lents bifocals i s'ha mesurat una altre monofocal com a referència. En aquest treball s'ha mesurat la qualitat òptica mitjançant la MTF i posteriorment s'ha relacionat amb la corba de desenfoque clínic d'agudesia visual. Tenint en compte que la predicció només es valida per a un mateix grup de pacients d'estudi ja que la corba de desenfoque depèn de les condicions de mesura i que sempre ha de ser amb una mateixa lent intraocular ja que els dissenys i les adicions són molt diferents entre LIOs, els resultats indiquen que la correlació entre els dos valors es molt bona ($R^2=0.80$ de mitjana).



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

RELACIÓN ENTRE LA CALIDAD ÓPTICA 'THROUGH-FOCUS' Y LA CURVA DE DESENFQUE DE AGUDEZA VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES

ABSTRACT

In humans, the ability to focus objects located at different distances is given by the combined action of the lens and ciliary muscle. Over the years this capacity is reduced and the presbyopia appears, the eye is no longer able to focus on objects at habitual work distances. Moreover, the proteins that constitute the lens slowly break down causing, with other factors, the opacification of the lens forming cataracts. In underdeveloped countries, the leading cause of blindness is cataract. The current treatment for cataracts is the replacement of the lens by an intraocular lens (IOL). These lenses can be monofocal and multifocal, covering a wider range of the patient needs. The optical quality of the intraocular lenses is evaluated in optical bench with ISO Standard 11979-2:2014 rule. This study aims to test whether the empirical study of intraocular lenses in optical bench through the modulation transfer function (MTF) is a good metric for predicting potential visual acuity of a patient after an operation. Two bifocal lenses were measured and compared and one monofocal lens was measured as a reference. In this study, the optical quality was measured through the MTF and subsequently related with the clinical defocus curve of visual acuity. Keeping in mind that the prediction is only valid for the same group of patient since the defocus curve depends on measurement conditions and should always be an intraocular lens itself as its designs and additions are very different, the results indicate that the correlation between the two values is good ($R^2=0.80$ average).

ÍNDICE

1. Abstract	7
2. Agradecimientos	9
3. Estado del arte	10
4. Objetivo del trabajo	12
5. Material y métodos:	
5.1 Lentes intraoculares estudiadas	13
5.2 Descripción del banco óptico	14
5.3 Caracterización de la calidad óptica mediante MTF	16
5.4 Agudeza visual. Curva de desenfoque	19
6. Resultados y discusión:	
6.1 Lente monofocal tecnis ZCB00	21
6.2 Lente bifocal tecnis ZKB00	24
6.3 Lente bifocal tecnis ZLB00	27
6.4 Curvas de desenfoque	30
7. Conclusiones	31
8. Bibliografía	33

1. Abstract

Introduction

The ability to focus objects located in different distances is given by the combined action of the lens and ciliary muscle. The capacity of the ciliary muscle of changing the thickness and curvature of the lens allows the modification of its dioptric power and the ability of focusing objects at near distances on the retina. Over the years the lens increases its size and becomes more rigid, the amplitude of accommodation decreases and about the age of 40-50 the presbyopia occurs, the eye is not able to focus objects at near distances anymore. To correct the presbyopia glasses, contact lenses and intraocular lenses are used.

Over the years the proteins that are part of the lens begin to decompose slowly inducing the opacification of the lens forming the cataract, the eye loses the transparency decreasing the visual acuity progressively. Due to this disability, changes on the graduation, increase of glare, blurred vision, difficulties to see at night, perception of halos, photophobia, double vision and alterations on the chromatic vision are related. The cause of the cataract is unknown, is an accumulation of metabolic processes fruit of aging of the human body and there are factors that can accelerate the formation of the cataract as diabetes, ocular traumatismos, long lasting use of corticosteroids and too prolonged exposition to UV light.

The first successful treatments extracted the lens surgically and used optical correction after, with glasses or contact lenses but the patient had low visual acuity, the visual field and stereopsis limited. The actual treatment for cataracts is the substitution of the lens for an intraocular lens (IOL) surgically, deleting the opacification of the visual system and correcting the ametropia. In 1949 Harold Ridley was the first in doing this type of surgery, but the patients remained with high ametropies. Since then the calculation formulas, the instruments of measurement, the surgery technique and the design of the intraocular lenses have been developed. The material of the LIOs has changed, from glass to PMMA, and at the 80s the first folding LIOs appeared. That supposed a huge advantage since the size of the incision on the cornea was reduced. The technique on the first cataract surgeries used to extract the whole lens with the capsular bag, executing an incision of huge dimensions. Nowadays, the most used technique is the phacoemulsification with ultrasounds, which is less invasive permitting quicker recuperation of the patient. This technique was first attempted by Dr Charles Kleman on 1976.

On the public health system of Spain, the implanted IOLs are normally monofocal ones, and this type of lenses only have one focus. The bifocal IOLs add a second focus for near vision and the trifocal add another one for intermediate vision but they are normally implanted at private health centres. The multifocal behaviour works thanks to either, a diffractive or a multizone refractive design. In this work, we will use diffractive bifocal IOLs that create the necessary foci for far and near vision. The multifocal vision is an advantage because the patient can leave aside the glasses but because it is based on the principle of simultaneous vision it has several drawbacks, such as reduction of contrast sensivity, poor stereopsis and presence of halos especially during night vision.

Purpose of the project

The assessment for the correct performance and optical quality is evaluated in the optical bench following the ISO standard 11979-2:2014 rule. This rule gives the guidelines and recommendations to compare the different designs of intraocular lenses. This rule recommends to use the MTF as a metric of quality.

The main objective of this final project consists on linking the data between optics quality of bifocal intraocular lenses measured in optical bench with the modulated transfer function and the visual acuity clinically measured by defocus curves. We pretend to prove whether the empirical study of intraocular lenses by the MTF is a good metric to predict the potential visual acuity after a surgery.

Material and Methods

The following bifocal diffractive lenses have been studied: Tecnis (Abbot Medical Optics) ZKB00 +2.75 D and ZLB00 +3.25 D have been compared and the monofocal IOL ZCB00 has been used as a reference. They all have the same material, design and base power: UV-blocking hydrophobic acrylic, biconvex, anterior aspheric surface, posterior diffractive surface and +20D of base power.

32 patients have participated on this study; they were attended at the Ophthalmology department of The Hospital of Santa Creu and Sant Pau in Barcelona for cataract surgery. Only patients older than 60 years with bilateral implantation and preoperative astigmatism lower than 1.5 D were included in the study. The exclusion criteria were history of glaucoma, retinal detachment or other retinal anomalies, dry eye, corneal opacifications, previous eye surgeries, Mellitus diabetes and surgical complications. The inability of placing the IOL on the capsular bag and the lens tilt or a decentration greater than 0.4mm were also excluded from the study. To compare the results of the optical bench only patients with sizes of 3.5mm pupil were included on the study. According to the Hospital all the participants gave their consent in writing after an explanation of the study. The study was conducted in accordance with the Declaration of principles of Helsinki of 1975 (revised in Tokyo in 2004). The study received the approval of the review board of the Hospital.

Results and discussion

Three different sets of experiments have been made in this project. The first one shows how the deterioration of an image can be quantitatively measured by the metric MTF. The second one links the visual acuity measured at different levels of defocus, and the through focus MTF measured at the optical bench. In particular, we have used the area under the MTF (AMTF) as the quality metric. Finally, we have looked for the correlations between AMTF and Visual Acuity and discussed the type of fitting of the data. According to the results shown in the body of this project the correlation between the metric AMTF and the visual acuity is high ($R^2=0.80$ on average), which means that this metric can predict the potential visual acuity of the studied lenses. Nevertheless, it is also shown that the clinical defocus curve depends on how is the test done and it can't be straightforwardly related to other sets of clinical data.

2.Agradecimientos.

Agradezco ya que sin su ayuda este trabajo no habría sido posible:

-Dr. Fidel Vega Lerín, profesor de la Facultad de Óptica y Optometría y tutor de este Trabajo de Final de Grado por ayudarme realizar todas medidas en el laboratorio, ayudarme a comprender mejor las bases de la óptica, por la paciencia y el buen humor.

-Dra. M.^a Sagrario Millán García-Varela, profesora de la Facultad de Óptica y Optometría y directora del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen por permitirme utilizar el laboratorio del grupo para realizar las medidas de calidad óptica con el banco óptico.

-Dr. Miguel Ángel Gil Arnal, médico adjunto del Servicio de Oftalmología del Hospital de Santa Creu y Sant Pau y Dra. Consuelo Varón, profesora de la Facultad de Óptica y Optometría por cederme los datos clínicos de las curvas de desenfoque con las que he comparado los datos de calidad óptica.

3. Estado del arte.

En los seres humanos la habilidad de enfocar objetos situados a diferentes distancias viene dada por la acción combinada del cristalino y el músculo ciliar. La capacidad del músculo ciliar de cambiar el grosor y la curvatura del cristalino permite cambiar la potencia dióptrica de este último y por tanto focalizar objetos a distancias cercanas en la retina nítidamente, este proceso es denominado acomodación. Durante el paso de los años el cristalino aumenta de tamaño y se vuelve más rígido, la amplitud de acomodación disminuye y sobre los 40-50 años aparece la presbicia, el ojo ya no es capaz de enfocar objetos a distancias de trabajo habituales [Stachs et al., 2002; Brown, 1972; Anderson et al., 2008]. Para la corrección de la presbicia se utiliza la corrección óptica mediante gafas, lentes de contacto, técnicas láser sobre la córnea y lentes intraoculares.

Durante el paso de los años las proteínas que constituyen el cristalino se descomponen lentamente provocando la opacificación del cristalino formando la catarata. Como resultado el ojo pierde parte de su transparencia disminuyendo la agudeza visual progresivamente. Con las cataratas se relacionan cambios de graduación, aumento de deslumbramientos, visión nublada o borrosa, dificultad para ver de noche, percepción de halos, fotofobia, visión doble y una alteración de la visión cromática [Paul et al., 2003]. La causa de la catarata es desconocida, es un cúmulo de procesos metabólicos fruto del envejecimiento del cuerpo humano [Beebe et al., 2010] y hay factores que pueden acelerar la formación de la catarata como la diabetes, traumatismos oculares, el uso prolongado de corticosteroides y exposición excesiva a la luz ultravioleta. [Hiller et al., 1977; Robman, Taylor., 2005]

Los primeros tratamientos exitosos para la catarata trataron la extracción del cristalino quirúrgicamente (paciente afáquico) y la posterior corrección óptica con gafas o lentes de contacto, pero dejaban al paciente con una agudeza visual, campo visual y estereopsis muy limitadas. El tratamiento actual de la catarata madura es la sustitución del cristalino por una lente intraocular (LIO) quirúrgicamente, eliminando la opacidad del sistema visual e incluso dando pie a la corrección total de la emetropía anterior a la catarata. En 1949 Harold Ridley fue el primero en realizar este tipo de implantación, pero los pacientes intervenidos quedaban con errores refractivos muy elevados [Auffarth et al., 2001]. Desde entonces se han mejorado las fórmulas de cálculo, los instrumentos de medida de parámetros ópticos y fisiológicos, la técnica quirúrgica y los diseños de las lentes intraoculares. El material de las LIOs ha ido cambiando, de vidrio a PMMA y en los años 80 aparecieron las primeras LIOs plegables [Alfonso, 2007]. Este avance supuso una gran ventaja ya que se pudo reducir el tamaño de la incisión corneal. La técnica utilizada en las primeras operaciones de cataratas consistía en extraer el cristalino en su totalidad junto con el saco capsular realizando una incisión de grandes dimensiones en la córnea. Hoy en día la técnica más utilizada es la facoemulsificación con ultrasonidos, que es mínimamente invasiva permitiendo una rápida recuperación. Esta técnica fue utilizada por primera vez en 1976 por el Dr. Charles Kelman. Esta cirugía consiste en una micro incisión en la periferia corneal de unos 1.5-3.0mm, una capsulorresis circular curvilínea consistente en cortar el saco capsular por la zona anterior con un diámetro aproximado de 5-6mm, la facoemulsificación del cristalino mediante la sonda de ultrasonidos (se fragmenta el cristalino en pequeñas partículas a la vez que se aspiran por un canal de aspiración) y por último el implante de la LIO.

En el sistema público de salud español las LIOs implantadas son normalmente monofocales, las cuales tienen un único foco de visión nítida (calculado para visión lejana). Las LIOs bifocales, que añaden un segundo foco en visión próxima, y las trifocales, que añaden un tercer foco en visión intermedia, normalmente son implantadas en centros de salud privados debido a su coste considerablemente más elevado. Muchas de estas lentes son de diseño esférico, pero en los últimos años han aparecido LIOs de diseño asférico que pretenden compensar las aberraciones de alto orden de la córnea (fundamentalmente la aberración esférica) [Holladay et al., 2002]. El cristalino es la parte del sistema visual que absorbe las longitudes de onda entre 295 y 400nm [Amos, 1987]. Al extraerse, el ojo queda expuesto a radiaciones UV, por lo que es necesario añadir un filtro UV a las lentes actuales [Rodríguez-Galitero et al., 2005].

El funcionamiento multifocal se debe a un diseño difractivo o refractivo, en este trabajo se han tratado lentes con diseño difractivo. Mediante la difracción es posible formar los focos necesarios para visión cercana y lejana simultáneamente. El hecho de añadir múltiples focos de visión es una ventaja para el usuario, ya que puede prescindir del uso de gafas en visión próxima o intermedia, aunque el uso del diseño difractivo tiene desventajas respecto a las lentes intraoculares monofocales debido a que están basadas en el principio de visión simultánea, existe una reducción de la sensibilidad al contraste [Gil et al., 2014], reducción de la estereopsis [Varón et al., 2014] y presencia de halos [Alba-Bueno et al., 2014] especialmente cuando se observan fuentes puntuales en condiciones de baja iluminación (p.e. conducción nocturna).

El buen funcionamiento y calidad óptica de las lentes intraoculares manufacturadas por los fabricantes de la industria de la óptica es evaluado en banco óptico actualmente siguiendo la norma ISO standard 11979-2:2014, que da las pautas y recomendaciones para poder comparar los diferentes diseños de lentes intraoculares. Esta norma recomienda el uso de la función de transferencia de modulación (MTF) como métrica de calidad, utilizando los valores a frecuencias espaciales de 25, 50 o 100 ciclos por mm (lp/mm) [ISO 11979-2:2014]. La MTF es utilizada comúnmente para comparar diseños de LIOs [Vega et al., 2015], la influencia que la calidad óptica de las LIOs puede tener sobre los resultados clínicos [Felipe et al., 2010], y evaluar la calidad óptica bajo condiciones determinadas, cómo diámetros pupilares diferentes [García-Domene et al., 2015] y rotación y/o inclinación de la LIO [Felipe et al., 2012]. La MTF es de gran utilidad ya que estos aspectos medidos en banco óptico son difíciles de medir o controlar clínicamente.

4. Objetivo del trabajo

El objetivo general de este trabajo final de grado consiste en relacionar los valores de la calidad óptica, de las lentes intraoculares difractivas bifocales, obtenida en el banco óptico mediante la función de transferencia de modulación (MTF) con las curvas de desenfoque medidas clínicamente en los pacientes operados con estas mismas lentes intraoculares. Con esto, pretendemos comprobar si el estudio empírico de las lentes intraoculares mediante la MTF es una buena métrica para la predicción de la agudeza visual potencial de un paciente después de la operación. Los artículos de Alarcon et al., 2016; Plaza-Puche et al., 2015 y Felipe 2010 tratan este análisis y han servido de inspiración y base para la realización de este trabajo.

5. Material y métodos

5.1 Lentes intraoculares estudiadas.

Se han estudiado las siguientes lentes intraoculares bifocales: Tecnis (Abbot Medical Optics) ZKB00 y ZLB00 (figura 1) con adición de +2.75 D y +3.25 D en el plano de la lente intraocular. Estas lentes comparten el mismo material, diseño y potencia base: Material acrílico hidrofóbico con índice de refracción de 1.47 y diseño asférico que produce un máximo de aberración esférica (SA) de $-0.27 \mu\text{m}$ para una pupila de 6.00 mm.

Las lentes analizadas tienen una potencia refractiva base de 20 D (Figura 1). Las lentes ZKB00 y ZLB00 son pupilo-independientes, estas lentes difractivas bifocales tienen la cara anterior asférica y la posterior esférica donde está el perfil difractivo. Este perfil difractivo consiste en una serie de anillos en cuyas fronteras se encuentran unos escalones de unas pocas micras, que tienen la misma altura en toda la LIO haciendo que teóricamente la luz incidente sobre la LIO sea repartida en mismas proporciones para el foco de lejos y cerca independientemente del tamaño de la pupila. Teóricamente el 41% de la luz incidente es dirigida al foco de cerca, otro 41% al foco de lejos y el resto (un 18% aproximadamente) es dirigido a órdenes de difracción superiores [Portney, 2011].

También se ha estudiado la Tecnis (Abbot Medical Optics) IOL monofocal ZCB00 para utilizarla como referencia. Esta lente comparte con las dos lentes bifocales estudiadas las mismas especificaciones técnicas que se encuentran resumidas en la tabla 1.

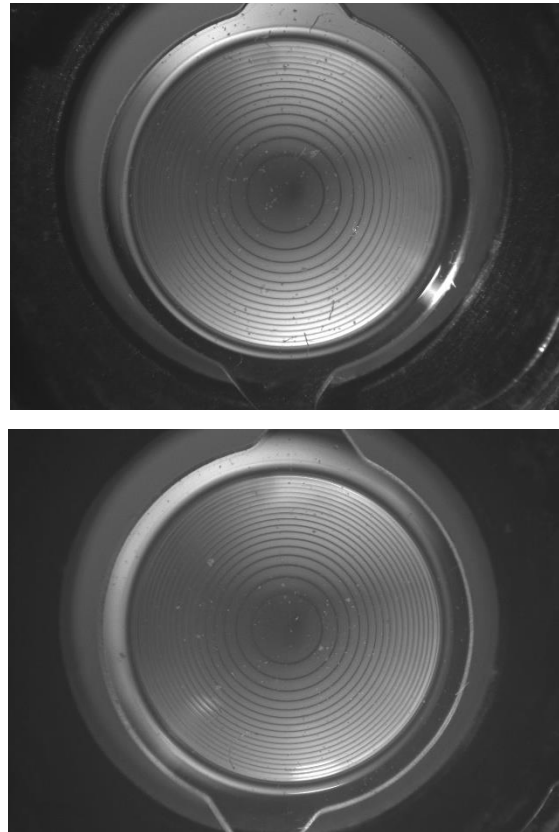


Figura 1: Parte superior: Lente ZKB00. Parte inferior: Lente ZLB00. Imágenes tomadas en el banco óptico del laboratorio.

TECNIS multifocal ZKB00 +2.75 D, ZLB00 +3.25 D y ZCB00 monofocal						
Índice de refracción	Numero de Abbe	Radio de zona óptica	Diseño	Diámetro total	Potencia	Material
1.47	55	6.0 mm	Biconvexo, cara anterior asférica y posterior difractiva	13.00 mm	+20.0 D	Acrílico hidrofóbico UV-Blocking

Tabla 1: Tabla con las especificaciones técnicas de las lentes ZKB00, ZLB00 y ZCB00 [Abbot Medical Optics Inc]

5.2 Descripción del banco óptico.

La realización de todas las medidas in vitro que se han utilizado para este trabajo han sido tomadas con un banco óptico del laboratorio del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI) de la Facultad de Óptica y Optometría (Universidad Politécnica de Catalunya). Este banco óptico se compone de un ojo modelo que cumple con la norma internacional ISO 11979-2 2014 estándar.

El banco óptico está compuesto por (figura 2):

- (A) Sistema de iluminación.
- (B) Ojo modelo.
- (C) Sistema de captura de imágenes.

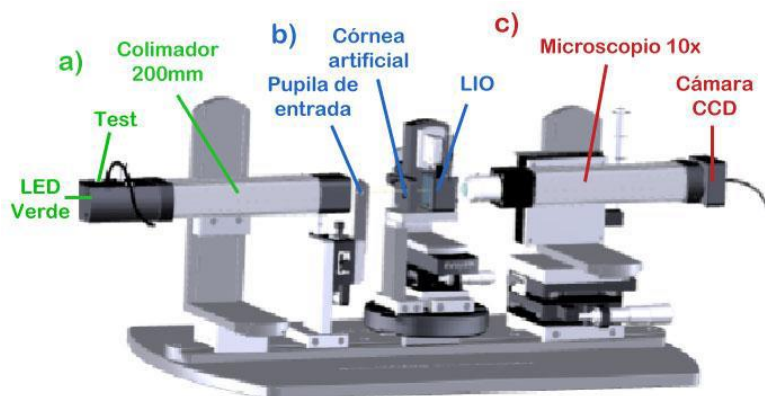


Figura 2: Esquema del banco óptico del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de imagen (UPC)

(A) Sistema de iluminación; sus elementos más destacados son:

Fuente de luz: La norma ISO recomienda una fuente de luz con emisión de $546 \pm 10\text{nm}$. Se ha utilizado un LED verde de 521nm de longitud de onda.

Test: Hemos utilizado como test objeto un pinhole $10\mu\text{m}$ para la calibración del sistema, un test de 4 rendijas para las medidas de la MTF y el test de resolución USAF para el análisis cualitativo de la calidad óptica en diferentes planos del espacio imagen del ojo modelo.

Colimador: el test está en el plano focal objeto de un colimador de 200mm de longitud focal de modo que se simula la visión de un objeto en infinito.

(B) Ojo modelo; consta de:

Pupila (PE): Diafragma regulable que determina el diámetro efectivo de la parte iluminada de la LIO. [García, 2012] Mediante una calibración previa a las medidas se obtiene la relación entre el diámetro de la PE y el diámetro iluminado de la LIO. Como podemos ver en la figura 4 se trata de un factor de 0.5 prácticamente. En este trabajo nos referiremos al diámetro pupilar como el diámetro iluminado en el plano de la LIO.

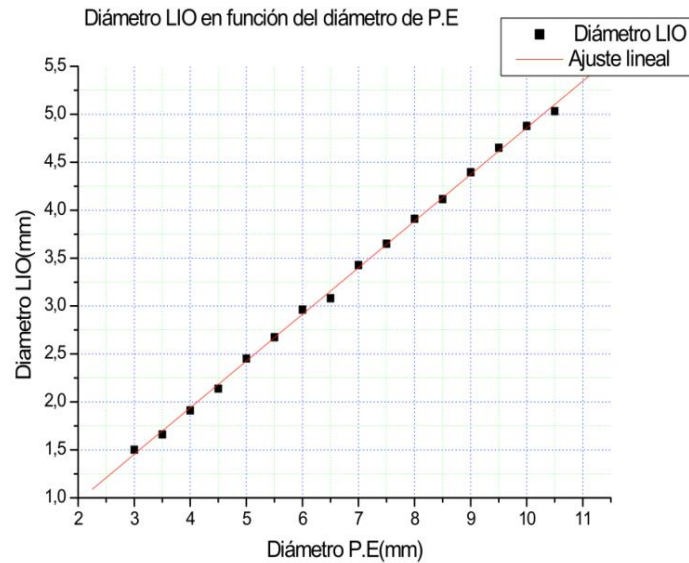


Figura 3: Relación entre la PE y el diámetro del haz en la LIO.
[García, 2012]

Cornea artificial: La córnea humana introduce una aberración esférica positiva (SA). El cristalino tiene una SA negativa que compensa la aberración introducida por la córnea [Norrby et al, 2007]. Esta córnea introduce aberración esférica positiva, similar a la de una córnea promedio humana (coeficiente de Zernike $c[4,0]=0.27\mu\text{m}$ para un diámetro pupilar de 5.2mm. [García, 2012].

Cubeta con solución salina: La LIO es sumergida en solución fisiológica dentro de una cubeta formada por dos paredes planas paralelas de vidrio BK7, esto simula el humor vítreo del ojo humano.

Estos elementos están en un soporte que puede desplazarse en los tres ejes (con una resolución de ± 1 micrómetro) para asegurar el correcto alineamiento de la LIO en el eje óptico.

(C) Sistema de captura de imágenes:

Microscopio 10X corregido a infinito y cámara CCD de 8 bits (Wells Research, Inc., West Covina, CA). Este sistema puede ser desplazado de modo que barre el espacio imagen del ojo modelo con la LIO y así se recrea el desenfoque para el estudio 'through focus'.

5.3 Caracterización de la calidad óptica mediante MTF.

La MTF proporciona información sobre la calidad de un sistema óptico en base a dos parámetros:

Resolución: Relacionado con la frecuencia espacial, es el número de ciclos o pares de líneas que el sistema es capaz de resolver por unidad de distancia. En este trabajo se utiliza pares de líneas/milímetro (ciclos/mm).

Contraste: O también llamado modulación, mide la calidad de la imagen en términos de contraste, descrito por la fórmula; este valor se obtiene para una determinada frecuencia espacial.

$$\%Contrast = \left[\frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \right] \times 100$$

Como se explica en la Figura 4. Un objeto ideal posee el 100% del contraste; cuando analizamos la imagen que resuelve el sistema óptico sabemos que no va a tener la misma calidad debido a las aberraciones del sistema y de otros factores como la difracción. Esta imagen tendrá un contraste menor y variará en función de la frecuencia espacial del objeto, cuanto mayor es la frecuencia espacial, menor suele ser el contraste transferido desde el objeto a la imagen por el sistema óptico (C1, C2 y C3). Por tanto, podemos relacionar una frecuencia espacial determinada con su contraste [Smith, 2008; Hetch, 2000].



Figura 4: Concepto de MTF: Variación del contraste de la imagen en función de la frecuencia espacial del objeto.

El análisis de Fourier nos permite descomponer una determinada frecuencia espacial en una suma de frecuencias espaciales sinusoidales. (Figura 5)

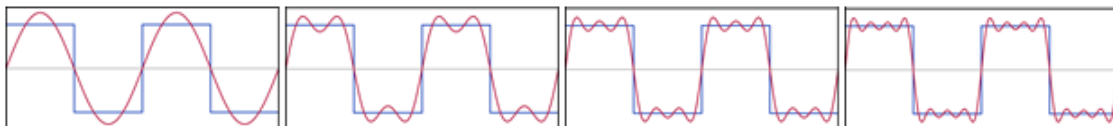


Figura 5. Ejemplo de la descomposición de frecuencias espaciales sinusoidales con el Análisis de Fourier

Por tanto, podemos relacionar todas las frecuencias espaciales que constituyen un objeto con el contraste transferido del objeto a la imagen por el sistema óptico bajo análisis. La MTF consiste en el valor del contraste a diferentes frecuencias espaciales. Como ejemplo, en la figura 6 se muestra la MTF de la lente intraocular ZCB00 monofocal en su foco.

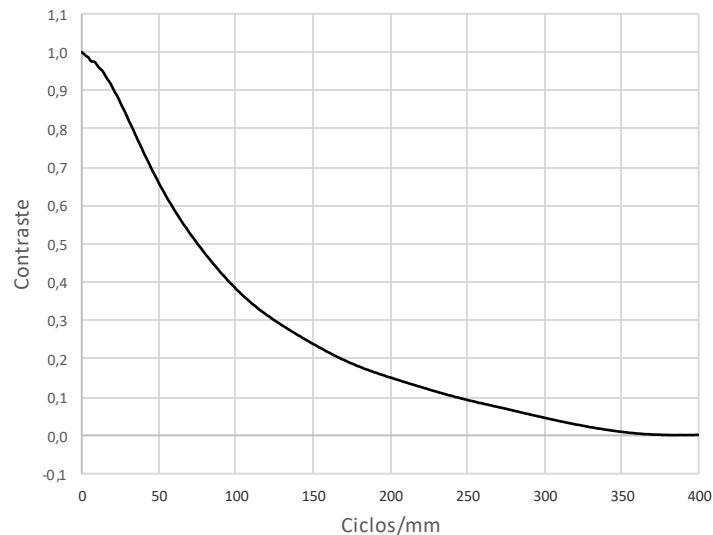


Figura 6. Ejemplo de MTF en LIO ZCB00 monofocal

El cálculo experimental de la MTF se ha hecho con el programa OpticStudio (Wells Research and Instrument) a partir de las imágenes formadas por el ojo artificial del banco óptico con la LIO, el objeto está compuesto por 4 rendijas (dos verticales y dos horizontales) con el que se ha podido hacer el cálculo promedio de MTFs; $MTFx_1$ $MTFx_2$, $MTFy_1$ y $MTFy_2$. (Figura 7)

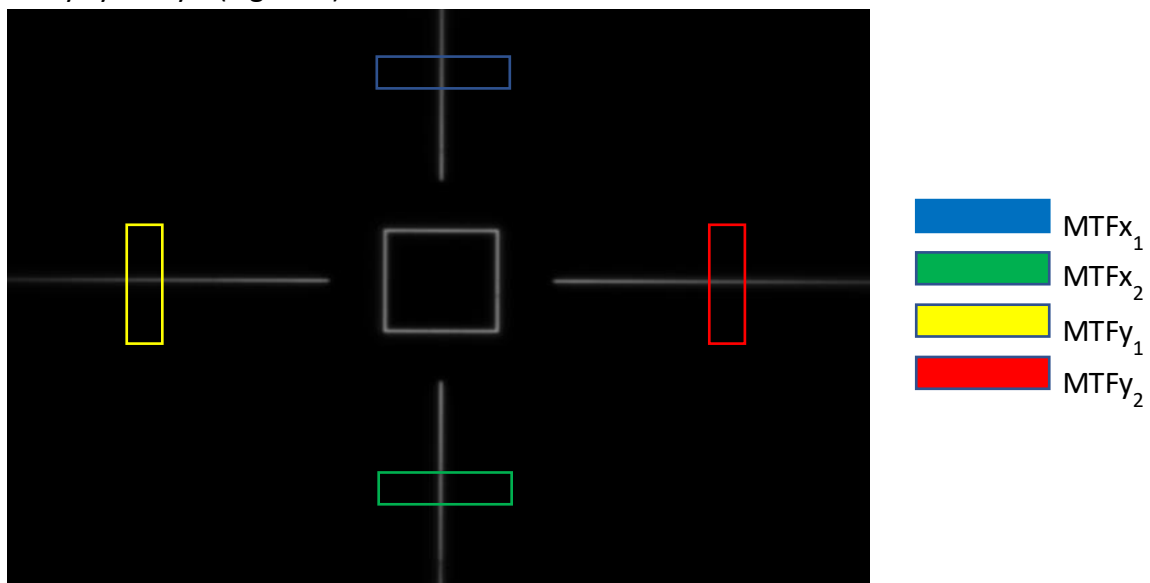


Figura 7: Imagen del test de rendijas utilizado para determinar la MTF tomada en el laboratorio.

Sumado a que la cámara CCD de 8 bits también promedia 8 imágenes esto nos proporciona una alta fiabilidad en la medida de la MTF. Además, en el trabajo se exponen imágenes con el test USAF (Figura 8), test establecido por las Fuerzas Aéreas de los EE.UU. Actualmente este test es ampliamente utilizado para probar el poder de resolución de sistemas ópticos y en estudios de calidad óptica de lentes intraoculares.

Se muestra en este trabajo a modo de ejemplo ya que la calidad óptica es mucho más fácil de visualizar para el lector de manera cualitativa respecto al test de rendijas.

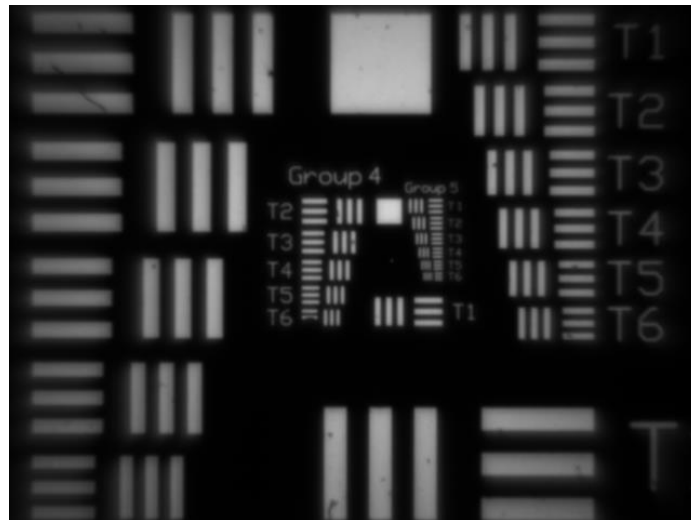


Figura 8. Imagen del test USAF tomada en el laboratorio.

El proceso de obtención de las imágenes ha sido el siguiente:

Utilizando el test de rendijas se desplaza el sistema de captura de imágenes (microscopio 10X y cámara CCD) hasta obtener la imagen focalizada perteneciente al foco de lejos, a continuación, se desenfoca esta imagen moviendo el sistema de captura de imágenes induciendo un desenfoque de +1.50 D. A partir de ahora se toma una instantánea de la imagen del test de rendijas cada 0.025mm, con este proceso obtenemos imágenes a través del foco equivalentes entre un desenfoque de +1.50 D hasta -3.50 D con pasos de 0.10 D. Este proceso se repite para las 3 LIOs. Hay que tener en cuenta la conversión de potencia de plano de gafa a plano de cristalino, la lente ZKB00 tiene adición de +2,75 D en el plano del cristalino, pasado al plano de gafa teniendo en cuenta la distancia de vértice y los índices de refracción intraoculares obtenemos +2,00 D. Para ZLB00 con adición de +3,25 D en el plano del cristalino, obtenemos +2,50 D en plano de gafa. Esta conversión es necesaria para poder comparar los resultados obtenidos con la agudeza visual de los pacientes.

Se han utilizado diferentes parámetros en este trabajo, estos son: Función de transferencia de modulación (MTF por sus siglas en inglés) y el Área bajo la MTF (AMTF), para lo cual hemos integrado la MTF entre 0 y 50 c/mm.

La métrica AMTF se ha utilizado porque se correlaciona mejor con la curva de desenfoque, el concepto de esta es el área bajo la función MTF hasta 50 ciclos/mm. (Figura 9).

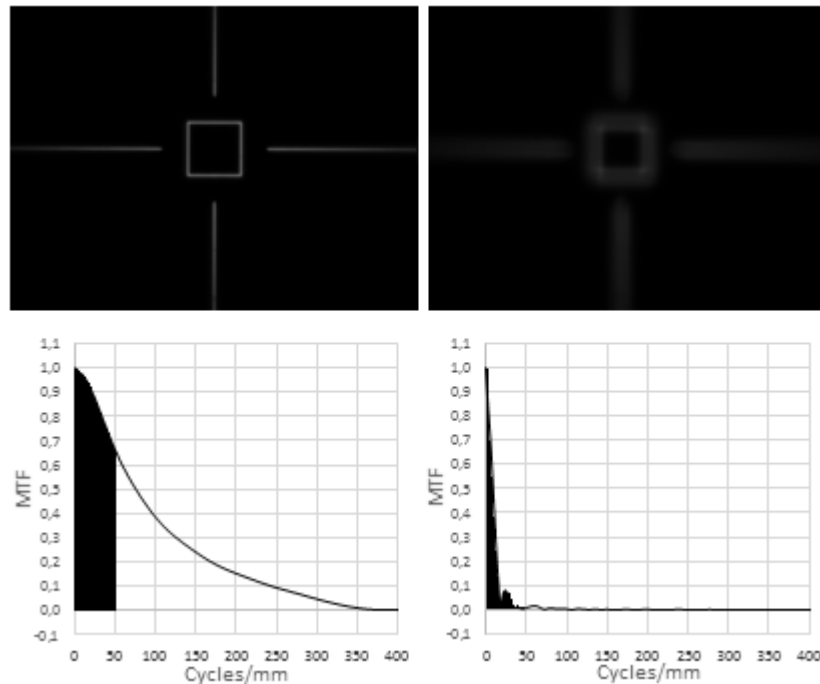


Figura 9: Concepto de AMTF. Área bajo la curva de MTF hasta 50 ciclos/mm.

5.4 Agudeza Visual. Curva de desenfoque.

Muestra del estudio

Se han utilizado los valores de AV con diferentes valores de desenfoque de 32 pacientes atendidos en el Departamento de Oftalmología del Hospital de Santa Creu y Sant Pau, en Barcelona, para una operación de cataratas. Estos pacientes formaban parte de un estudio propio del Hospital relativo a la evaluación de la calidad visual tras cirugía de catarata con implante de las lentes bifocales ZKB00 y ZLB00. Sólo los pacientes que eran mayores de 60 años, con implantación bilateral de lente intraocular y un astigmatismo preoperatorio menor a 1,50 D fueron incluidos en el estudio. Los criterios de exclusión fueron historia de glaucoma, desprendimiento de retina u otras anomalías retinales, ojo seco severo, opacificaciones corneales, operaciones anteriores de la córnea o intraoculares, función pupilar anormal y diabetes mellitus, también complicaciones quirúrgicas, traumas pupilares o pérdidas de vítreo. La incapacidad de colocar la LIO en la bolsa capsular y la inclinación de la lente o un descentramiento mayor de 0.4mm también se han excluido del estudio. Para poder comparar los resultados en el banco óptico, solo se han analizado las AVs de pacientes con pupilas de $3.5\text{mm} \pm 0.5\text{mm}$.

De acuerdo con el hospital todos los participantes dieron su consentimiento por escrito después de que se les explicara la naturaleza del estudio. El estudio fue conducido de acuerdo con la Declaración de Principios de Helsinki de 1975 (revisada en Tokyo en 2004). El estudio recibió la aprobación de la Junta de Revisión del Hospital de Sant Pau.

Técnica Quirúrgica.

Todas las operaciones fueron hechas por el mismo cirujano (Dr. Miguel Ángel Gil Arnal, médico adjunto del Servicio de Oftalmología del Hospital de Santa Creu y Sant Pau). Se realizó una incisión corneal clara de 2,75 mm en el meridiano corneal mayor, seguido de una incisión secundaria a 180 grados, para astigmatismos corneales mayores de 1,00 D. Para aquellos pacientes con un astigmatismo corneal menor a 1,00 D las incisiones no indujeron astigmatismo. Después de una facoemulsificación estándar las LIOs fueron implantadas en la bolsa capsular utilizando los inyectores recomendados por el fabricante. Todos los implantes tenían como objetivo refractivo obtener la ametropía del paciente.

Medidas de la Agudeza Visual

Todas las medidas fueron tomadas tres meses después de la operación por el mismo optometrista (Dra. Consuelo Varón, Facultad de Óptica y Optometría). Tanto el paciente como el optometrista desconocían el tipo de LIO implantada a cada paciente en particular (doble ciego). Se midió la agudeza visual monocular en notación Log MAR con el test Early Treatment Diabetic Retinopathy study (ETDRS) (Optec 6500, Stereo Optical Inc., Chicago, IL) visto a 4 m. Los pacientes siempre llevaron la mejor corrección para visión lejana, tratando de corregir el posible residual de ametropía (esférica/astigmatismo) que hubiese quedado tras la operación.

En la siguiente imagen (Figura 10) se muestran los resultados a modo de ejemplo de una curva de desenfoque obtenida en pacientes implantados con la lente ZLB00.

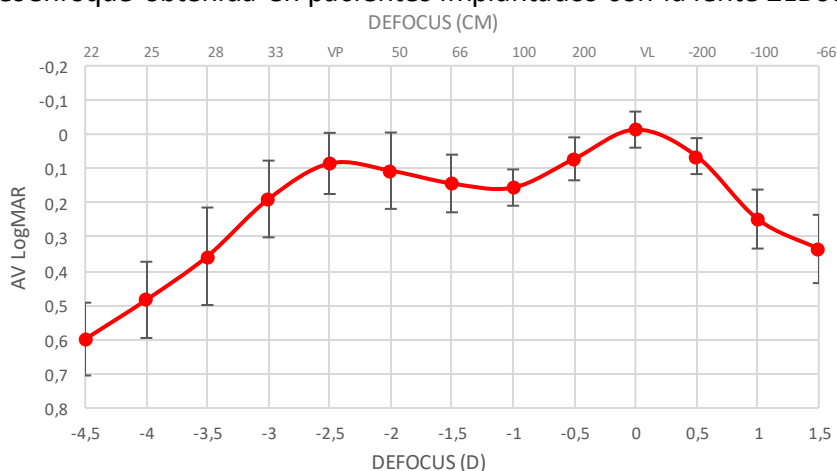


Figura 10: Ejemplo de Curva de Desenfoque. Cada punto es el valor medio de la AV. La barra de error corresponde a la desviación estándar de las medidas.

En el estudio realizado por el hospital no se realizaron curvas de desenfoque con LIOs monofocales y por tanto se ha recurrido a la literatura. Los datos de la curva de desenfoque para la lente monofocal Tecnis ZCB00 han sido obtenidos de la literatura [Alarcon 2016].

6. Resultados y Discusión

6.1 Lente monofocal Tecnis ZCB00

La figura 11 presenta imágenes del test USAF en la parte superior y en la parte inferior sus respectivas medidas de MTF para una pupila de 3 mm. Podemos observar como el deterioro de la calidad de la imagen (USAF, parte superior de la imagen) puede medirse de manera cuantitativa con la disminución del valor de la MTF a las diferentes frecuencias espaciales. A más desenfoque, peor MTF y por tanto menor área bajo la MTF. Al tratarse de una lente monofocal, esta solo podrá enfocar correctamente los rayos de luz que provengan del infinito, dando imágenes de pobre calidad cuando estos tengan vergencias diferentes a 0,00D.

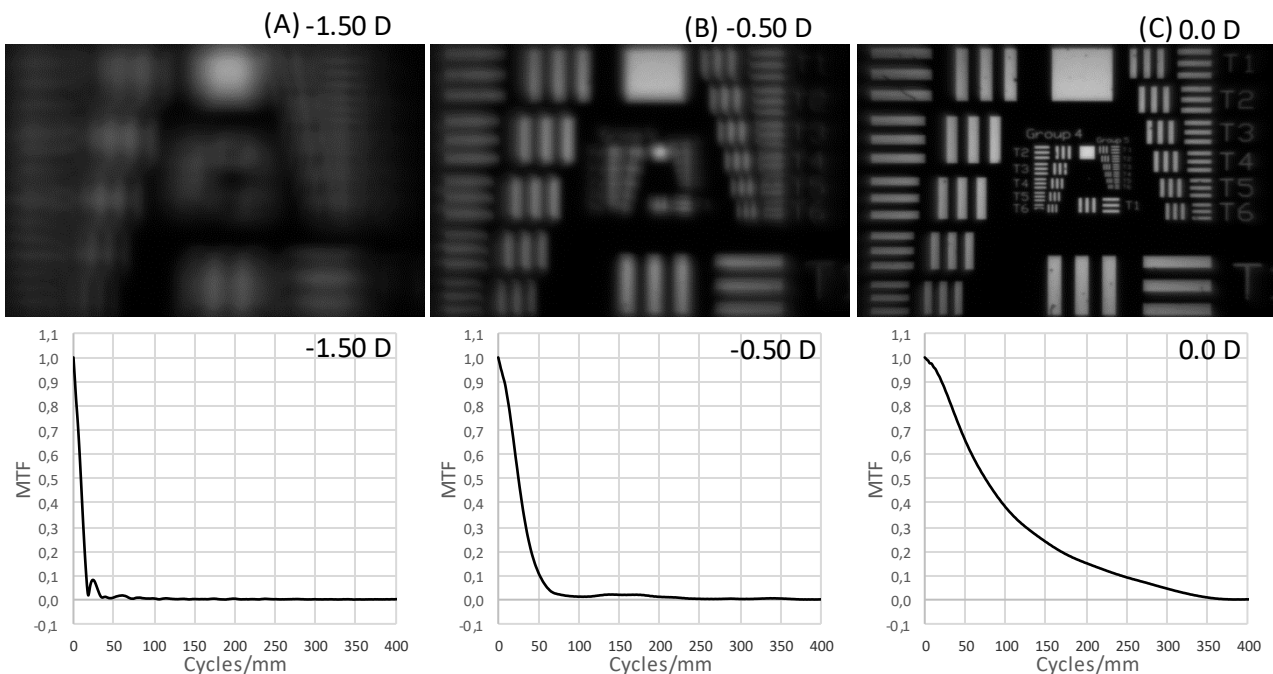


Figura 11: Parte superior: Imágenes del Test USAF con adición de (A) -1.50 D. (B) -0.50 D. (C) 0.00 D
Parte inferior: MTF en los planos correspondientes a los desenfoques -1.50 D, -0.50 D y 0.00 D para una pupila de 3 mm.

En la figura 12 comparamos el comportamiento de la curva de desenfoque clínica obtenida de la literatura [Alarcon 2016] (en AV Log MAR) y la AMTF obtenida en nuestro banco óptico para diferentes diámetros pupilares. Al tratarse de una lente intraocular monofocal la AV de los pacientes intervenidos decrece progresivamente al añadir lentes negativas, esto es equivalente a que el objeto se acerca al paciente progresivamente. La lente intraocular ZCB00 para visión lejana (0.00 D desenfoque) obtiene una agudeza visual de -0.06 Log MAR (AV decimal 1.15). Para visión intermedia (distancia de trabajo de 66cm // desenfoque de -1.50 D) obtiene una agudeza visual de 0.247 Log MAR (AV decimal 0.57). Para visión próxima (distancia de trabajo 40 cm // desenfoque de -2.50 D) obtiene una agudeza visual de 0,47 Log MAR (AV decimal 0.34). Encontramos el mismo comportamiento en el laboratorio para la AMTF, también decrece a mayor desenfoque. Al aumentar el tamaño pupilar disminuye la calidad óptica, y consiguientemente la AMTF.

Después de la operación de cataratas, los datos clínicos indican que el paciente no necesita corrección óptica para visión lejana, en cambio, para visión intermedia y próxima será necesario el uso de corrección.

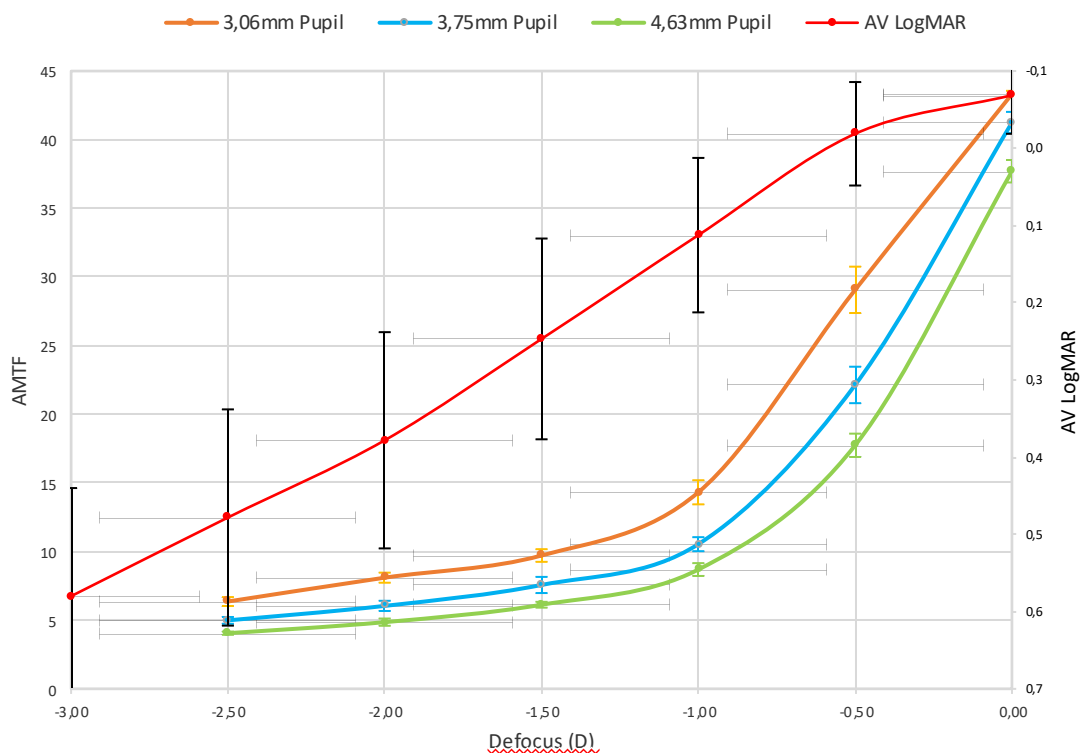


Figura 12: AMTF through focus para 3 diámetros pupilares (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm y Curva de desenfoque (línea roja). Los valores representados son valores promedio y desviación estándar.

En la figura 13 enfrentamos los valores de AV Log MAR y AMTF. Para cada desenfoque (D) hemos obtenido un valor de AMTF y otro de AV, en esta figura se representan para encontrar una correlación. A los puntos obtenidos se ajusta una curva exponencial decreciente ya que no existe una relación lineal entre la AV y la AMTF, por este motivo se introduce un ajuste exponencial decreciente, que es el que nos da una correlación muy alta, $R^2=0.99$. La capacidad de la métrica elegida (AMTF) para predecir la AV clínica depende del valor del coeficiente de correlación R^2 , el cual indica la fidelidad del ajuste a los datos experimentales y nos indica el porcentaje de variación en la AV que puede ser explicado por la métrica AMTF. Como se observa en los resultados de la figura 13, el valor de R^2 es para las tres pupilas analizadas muy bueno. Esta curva tiende a -0.06 Log MAR (AV decimal 1.15) para las tres pupilas (A) 3.10mm. (B) 3.75mm. (C) 4.64mm, esto quiere decir que por mucho que se aumente la calidad óptica de esta LIO en particular, la AV no superaría este valor. La mayor agudeza visual que se podrá alcanzar con esta lente intraocular monofocal es de -0.06 Log MAR (AV decimal 1.15).

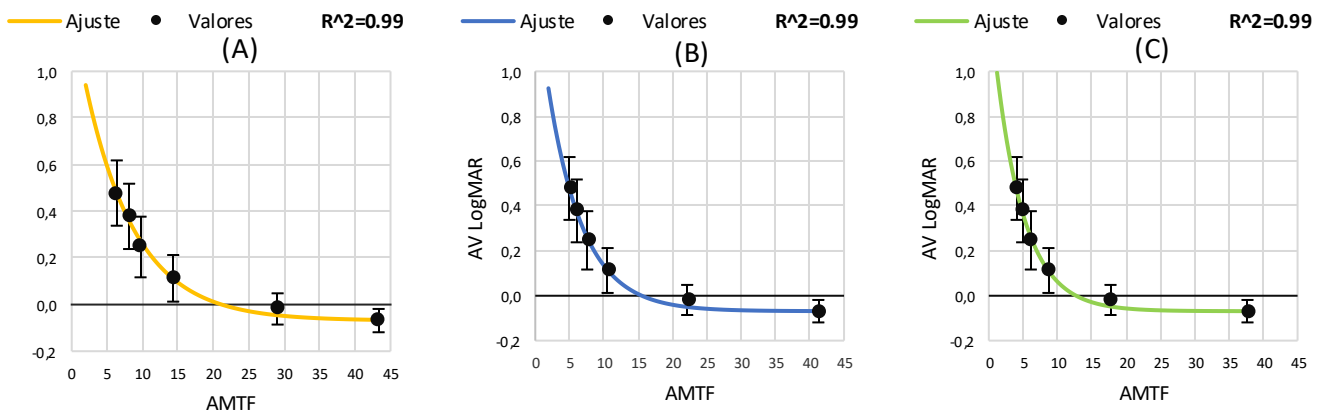


Figura 13: Agudeza visual vs AMTF para pupilas de (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm. Las líneas continuas corresponden a ajustes exponenciales decrecientes.

6.2 Lente bifocal Tecnis ZKB00 (+2.75 D)

La figura 14 presenta imágenes del test USAF en la parte superior y en la parte inferior sus respectivas medidas de MTF para una pupila de 3mm. Podemos observar cómo actúa el diseño bifocal, observamos como el deterioro de la calidad de la imagen (USAF, parte superior de la imagen) es prácticamente inexistente para el foco de lejos (0.00 D) y el foco de cerca (-2.00 D). Encontramos una menor calidad para el plano (-1.00 D). Si se compara la calidad óptica de las imágenes USAF en los focos de cerca y lejos con la calidad del foco único de la lente monofocal ZCB00 se puede apreciar que la lente ZCB00 resulta más nítida, el hecho de añadir un segundo foco en la lente bifocal hace que la calidad óptica disminuya.

La calidad de la MTF sigue el mismo patrón (parte inferior de la imagen), calidades muy parecidas para los focos de lejos y cerca, y para el plano intermedio una calidad muy pobre. Al comparar la MTF del foco de cerca y lejos con la MTF del foco único de la lente ZCB00 podemos apreciar que la MTF de la lente ZCB00 también es de mayor calidad. Al tratarse de una lente bifocal, esta podrá enfocar correctamente los rayos de luz que provengan del infinito y de objetos situados a 50cm, en cambio, para las distancias intermedias esta capacidad se ve reducida.

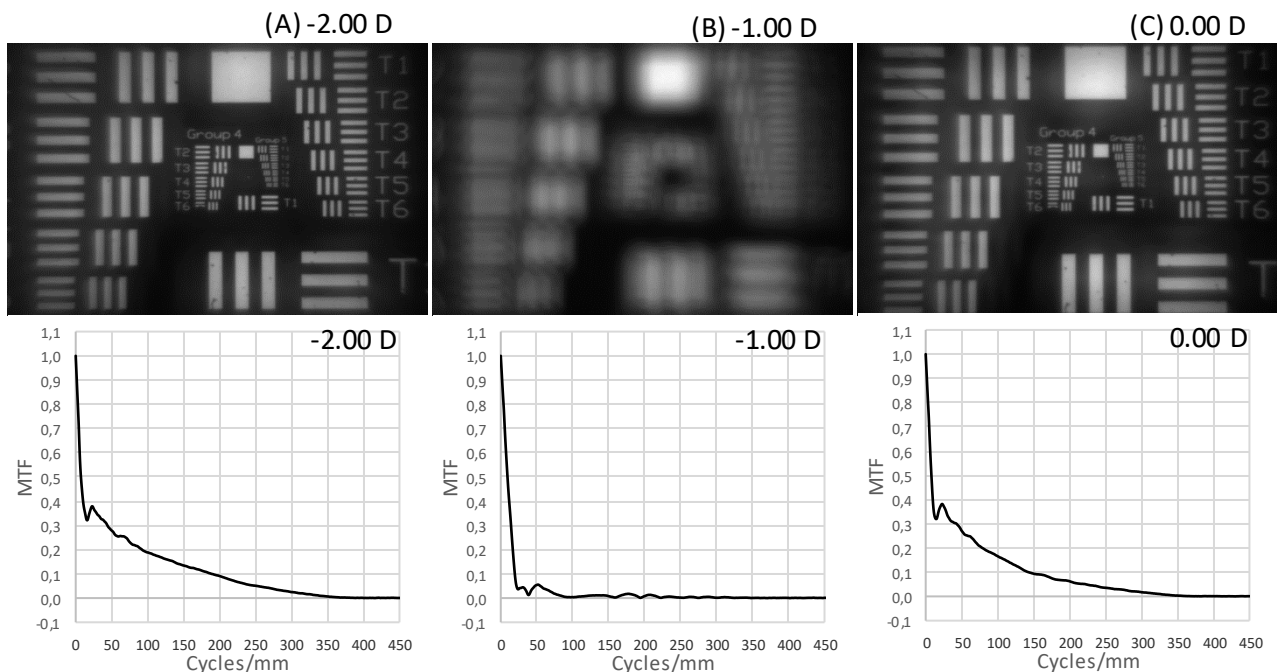


Figura 14. Parte superior: Imágenes del Test USAF con adición de (A) -2.00 D. (B) -1.00 D. (C) 0.00 D Parte inferior: MTF en los planos correspondientes a los desenfoques -2.00 D, -1.00 D y 0.00 D para una pupila de 3mm.

En la figura 15 comparamos el comportamiento de la curva de desenfoque clínica cedida por el Dr. Miguel Ángel Gil Arnal (en AV Log MAR) y la AMTF obtenida en nuestro banco óptico para diferentes diámetros pupilares. Al tratarse de una lente intraocular bifocal la AV de los pacientes tiene dos máximos, uno en visión lejana y el otro en visión próxima. La lente ZKB00 en visión lejana (0.00 D desenfoque) obtiene una agudeza visual de 0.00 Log MAR (AV decimal 1.00 D). Para visión intermedia (distancia de trabajo 66cm // desenfoque de -1.50 D) obtiene una agudeza visual de 0.11 Log MAR (AV decimal 0.77). Para visión próxima (distancia de trabajo 50cm // desenfoque de -2.00 D) obtiene una agudeza visual de 0.06 Log MAR (AV decimal 0.87). Al compararlo con la AMTF, vemos que la forma de la curva coincide con la de AV. La comparación entre pupilas es la esperada, a mayor diámetro peor calidad óptica.

Los dos máximos de AMTF tienen el mismo valor, los máximos de AV difieren entre sí. Otros factores, además de la calidad óptica de la LIO influyen en la AV de los pacientes, por parte de la LIO la repartición de la energía es simétrica para visión lejana y cercana.

Después de la operación de cataratas, los datos clínicos indican que el paciente no necesita corrección óptica para visión lejana o próxima. Para distancias intermedias, en tareas que requieran una resolución alta como en el ordenador el paciente podría sufrir molestias.

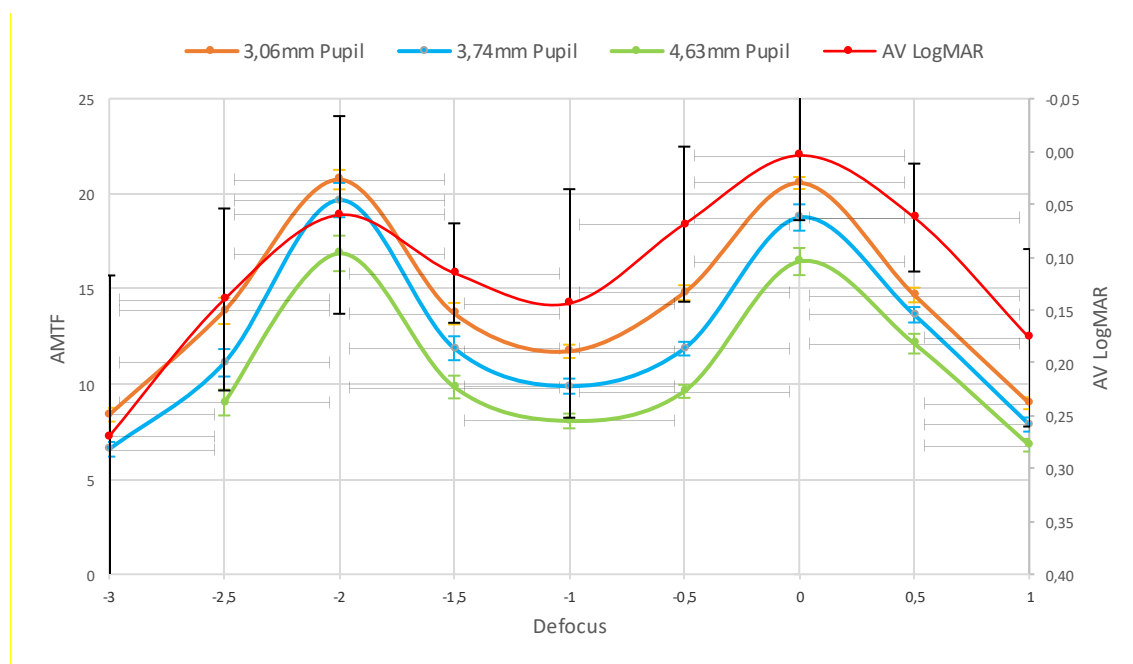


Figura 15: AMTF through focus para 3 diámetros pupilares (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm y Curva de desenfoque (línea roja). Los valores representados son valores promedio y desviación estándar.

En la figura 16 enfrentamos los valores de AV Log MAR y AMTF. Para cada desenfoque (D) hemos obtenido un valor de AMTF y otro de AV, en esta figura se representan para encontrar una correlación. A los puntos obtenidos se ajusta una curva exponencial decreciente ya que tampoco existe una relación lineal entre la AV y la AMTF el valor R^2 es entorno a ≈ 0.84 . Esta curva tiende a una AV Log MAR de 0.00 (AV decimal 1.00) para las tres pupilas (A) 3.10mm. (B) 3.75mm. (C) 4.64mm. Un paciente intervenido con esta lente intraocular, podría llegar a una AV Log MAR de 0 (AV decimal 1.00).

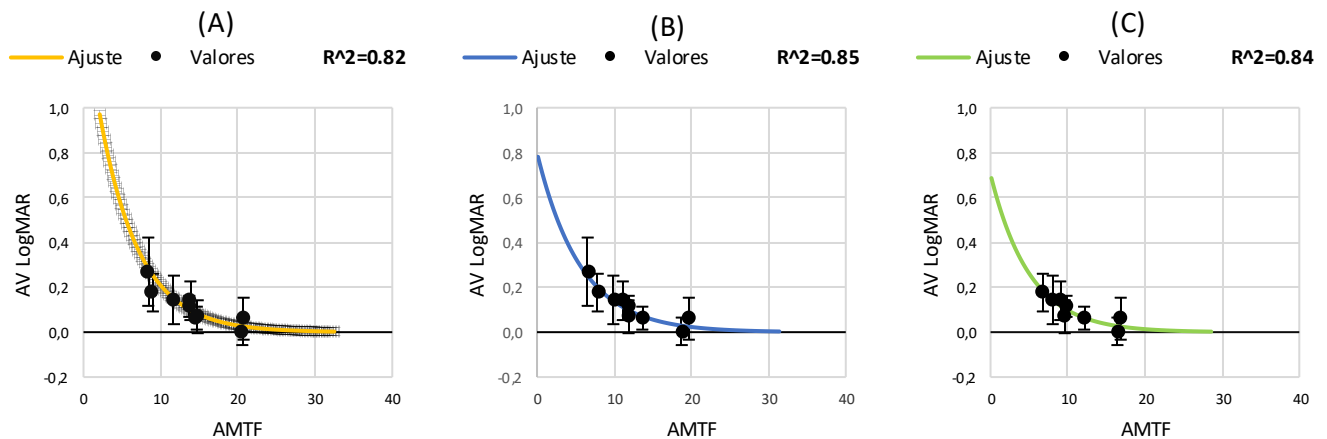


Figura 16: Agudeza visual vs AMTF para pupilas de (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm. Las líneas continuas corresponden a ajustes exponenciales decrecientes.

5.3 Lente bifocal Tecnis ZLB00

La figura 17 presenta imágenes del test USAF en la parte superior y en la parte inferior sus respectivas medidas de MTF para una pupila de 3mm. Podemos observar cómo actúa el diseño bifocal, observamos como el deterioro de la calidad de la imagen (USAF, parte superior de la imagen) es prácticamente inexistente para el foco de lejos (0.00 D) y el foco de cerca (-2.50 D). Encontramos una menor calidad para el plano intermedio (-1.25 D). Como en la lente ZKB00, la calidad óptica comparada con la lente monofocal en el foco único es superior a la de los focos de lejos y cerca de la lente ZLB00.

La calidad de la MTF sigue el mismo patrón (parte inferior de la imagen), calidades muy parecidas para los focos de lejos y cerca, y para el plano intermedio una calidad muy pobre. Al tratarse de una lente bifocal, esta podrá enfocar correctamente los rayos de luz que provengan del infinito y de objetos situados a 40cm, en cambio, para las distancias intermedias esta capacidad se ve reducida.

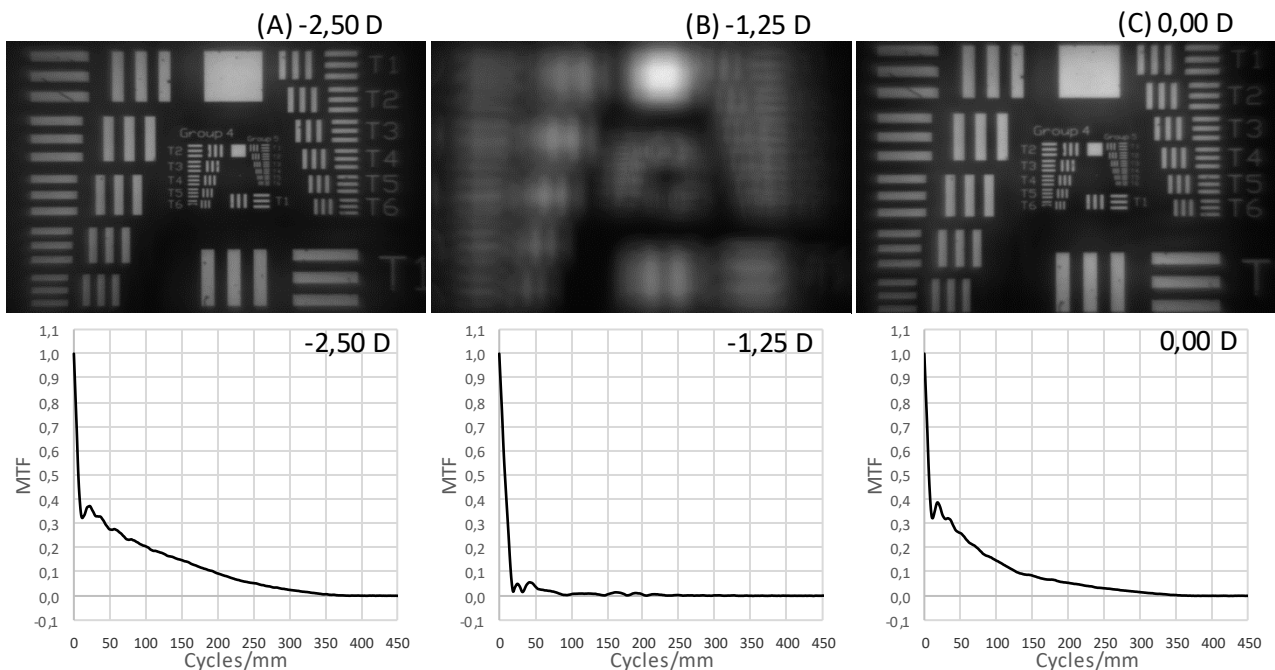


Figura 17: Parte superior: Imágenes del Test USAF con adición de (A) -2.50 D. (B) -1.25 D. (C) 0.00 D
Parte inferior: MTF en los planos correspondientes a los desenfoques -2,50 D, -1,25 D y 0,00 D para una pupila de 3mm

En la figura 18 comparamos el comportamiento de la curva de desenfoque clínica cedida por el Dr. Miguel Ángel Gil Arnal (en AV Log MAR) y la AMTF obtenida en nuestro banco óptico para diferentes diámetros pupilares. Al tratarse de una lente intraocular bifocal la AV de los pacientes tiene dos máximos, uno en visión lejana y el otro en visión próxima. La lente ZLB00 para visión lejana (0.00 D desenfoque) obtiene una agudeza visual de -0.01 Log MAR (AV decimal 1.03). Para visión intermedia (distancia de trabajo 66cm // desenfoque de -1.50 D) obtiene una agudeza visual de 0.14 Log MAR (AV decimal 0.72). Para visión próxima (distancia de trabajo 40cm // desenfoque de -2.50 D) obtiene una agudeza visual de 0.08 Log MAR (AV decimal 0.83). Al compararlo con la AMTF, vemos que la forma de la curva coincide con la de la AV. La comparación entre pupilas es la esperada, a mayor diámetro peor calidad óptica.

Como en la lente bifocal ZKB00 los dos máximos de AMTF tienen el mismo valor, pero los máximos de AV difieren entre sí. Otros factores, además de la calidad óptica de la LIO influyen en la AV de los pacientes, por parte de la LIO la repartición de la energía es simétrica para visión lejana y cercana.

Después de la operación de cataratas, los datos clínicos indican que el paciente no necesita corrección óptica para visión lejana o próxima. Para distancias intermedias, en tareas que requieran una resolución alta el paciente podría sufrir molestias.

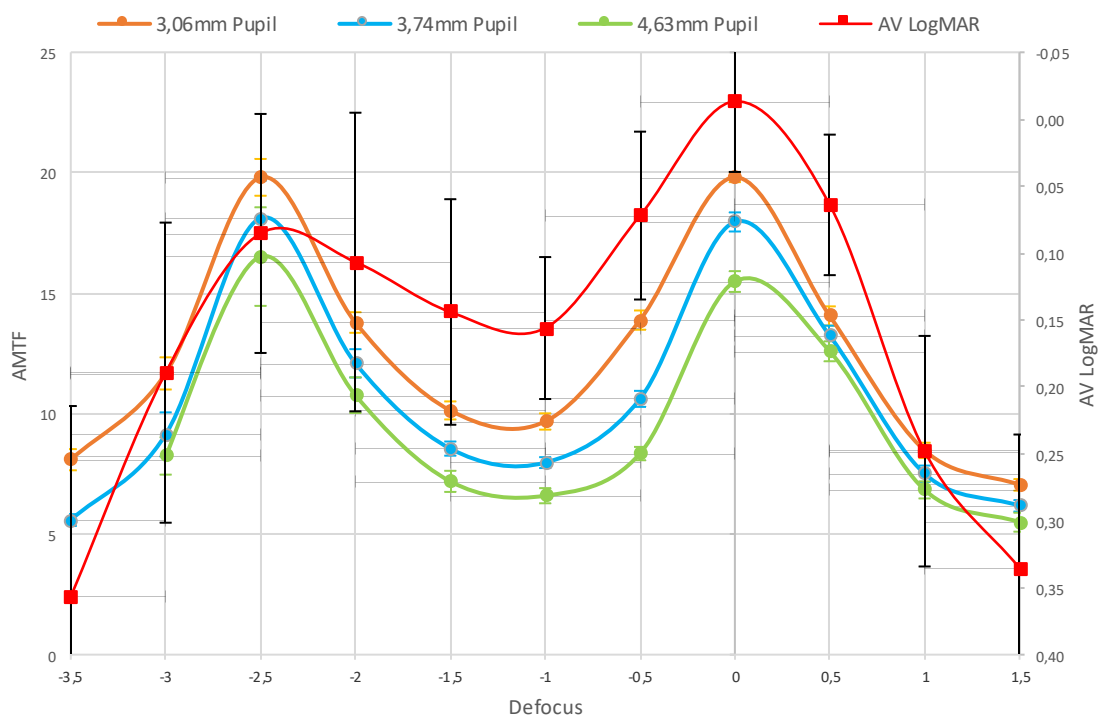


Figura 18: AMTF through focus para 3 diámetros pupilares (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm y Curva de desenfoque (línea roja). Los valores representados son valores promedio y desviación estándar.

RELACIÓN ENTRE LA CALIDAD ÓPTICA 'THROUGH-FOCUS' Y LA CURVA DE DESENFQUE DE AGUDEZA VISUAL DE LENTES INTRAOCULARES MULTIFOCALES

En la figura 19 enfrentamos los valores de AV Log MAR y AMTF. Para cada desenfoque (D) hemos obtenido un valor de AMTF y otro de AV, en esta figura se representan para encontrar una correlación. A los puntos obtenidos le ajustamos una curva exponencial decreciente ya que tampoco existe una relación lineal entre la AV y la AMTF el valor R^2 es entorno a ≈ 0.80 . Esta curva tiende a una AV Log MAR de 0.00 (AV decimal 1.00) para las tres pupilas (A) 3.10mm. (B) 3.75mm. (C) 4.64mm. Un paciente intervenido con esta lente intraocular, podría llegar a una AV Log MAR de 0 (AV decimal 1.00). En este caso tampoco existe una relación lineal, el ajuste exponencial decreciente tiene más sentido y obtiene una correlación más alta.

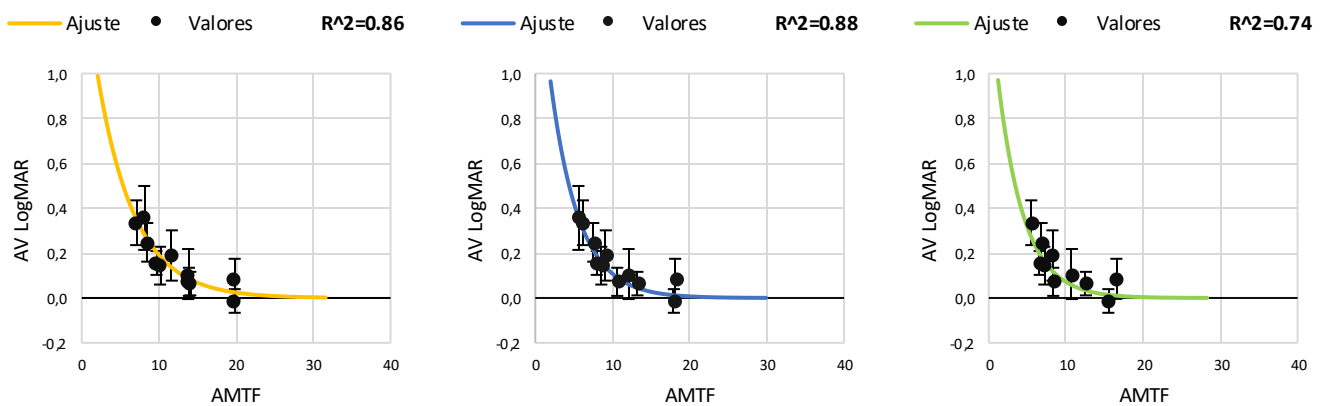


Figura 19: Agudeza Visual vs AMTF para pupilas de (A) 3,10mm. (B) 3,75mm. (C) 4,64mm. Las líneas continuas corresponden a ajustes exponenciales decrecientes.

6.4 Curvas de desenfoque

Durante el transcurso del trabajo se ha encontrado que para una misma lente intraocular hay medidas de curvas de desenfoque de agudeza visual que varían dependiendo de la publicación, esto es probablemente debido a que estas medidas dependen íntimamente de las condiciones de medida y del optometrista. Estas diferencias pueden ser observadas en la figura 20. Esto implica que las correlaciones obtenidas entre AV y AMTF no pueden ser llevadas a otros grupos de estudio, ya que podrían ser imprecisas al presentar curvas de desenfoque distintas.

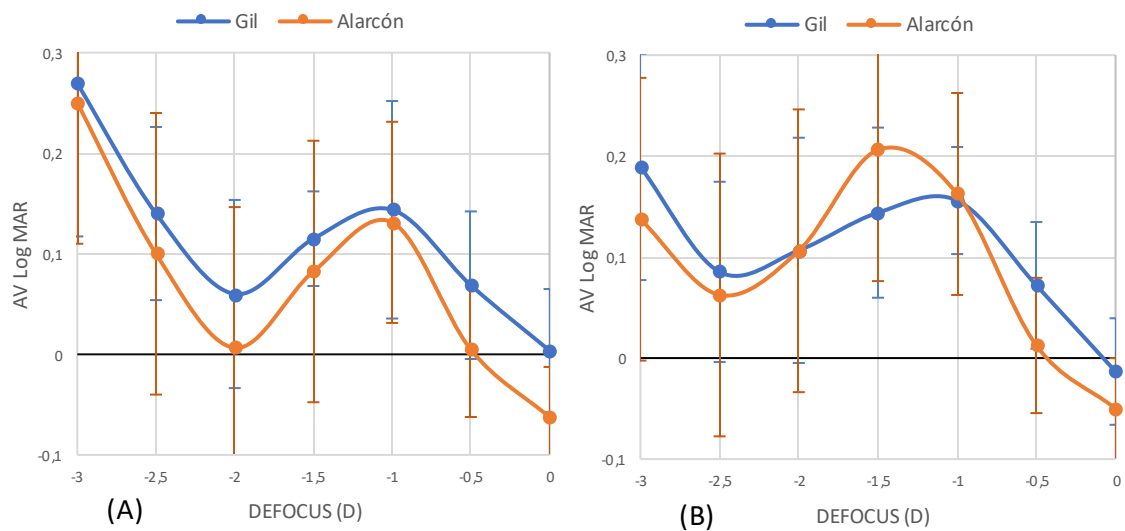


Figura 20: Comparación entre curvas de desenfoque. (A) ZKB00 (B) ZLB00. Datos cedidos por doctor Gil (azul) y datos recogidos de la literatura [Alarcón et al., 2016] (naranja).

7. Conclusiones

Las conclusiones de este trabajo de final de grado se dividen en dos partes, personales y relativas al contenido del trabajo.

Personales:

- He aprendido y comprendido el funcionamiento normal de un laboratorio de Óptica Aplicada, a realizar y tener en cuenta todos los pasos necesarios para una correcta toma de medidas, calibración y estricto rigor a las normas de medida junto con la comprensión de cada componente del banco óptico en sí.
- He aprendido a realizar la toma de imágenes y su posterior análisis junto con los fundamentos de las métricas utilizadas como la Función de transferencia de modulación (MTF).
- Ahora tengo un mayor conocimiento acerca de las lentes intraoculares monofocales y multifocales, sus fundamentos ópticos y su uso clínico.
- Cómo se realiza un estudio clínico, sus criterios de exclusión y los pasos a seguir para realizar una curva de desenfoque.
- Cómo hacer una búsqueda exhaustiva en la literatura y filtrar aquello que es de interés.
- Por último, he aprendido a redactar y exponer un trabajo de larga duración.

Trabajo:

- El objetivo general de este trabajo final de grado era comprobar si el estudio empírico de las lentes intraoculares mediante la MTF es una buena métrica para la predicción de la agudeza visual potencial de un paciente después de la operación.

Los resultados mostrados en las figuras 13, 16 y 19 indican que la relación entre la métrica AMTF y la AV clínica es muy buena. Hay dos factores que juegan en contra de poder dictaminar que esta métrica pueda ser utilizada para predecir la agudeza visual potencial de cualquier lente intraocular:

- La medida de la agudeza visual a partir de la curva de desenfoque varía entre publicaciones [Alarcon 2016], esto es probablemente debido a que el valor de la AV reportado está íntimamente ligado a las condiciones en las que ha sido tomada y del optometrista y por tanto la relación no se puede aplicar a otros estudios. Estas variaciones deberían ser estudiadas más profundamente en próximos estudios.
- Los diseños y adiciones de cada lente intraocular son distintos, por tanto, solo pueden existir correlaciones entre estas mismas lentes.
- El ajuste para obtener la correlación entre la agudeza visual clínica y la métrica ha sido una exponencial decreciente. Otros autores [Alarcón et al., 2016; Plaza-Puche et al., 2015; Felipe 2010] utilizan un ajuste lineal, pero entendemos que esto es discutible ya que, con esa relación lineal se podrían obtener agudezas visuales muy superiores a la unidad si las lentes mejoraran su calidad óptica. Este hecho se ve claramente rebatido por los resultados de este estudio, ya que por

ejemplo con pupila de 3.1mm, para el foco de lejos la lente monofocal proporciona una calidad óptica considerablemente superior a las lentes bifocales ($AMTF_{monofocal} = 42$ frente a $AMTF_{ZKB00-ZLB00} = 20$) y sin embargo las AV de lejos obtenidas en los pacientes implantados con la lente monofocal y con las bifocales son muy parecidas.

Compromiso ético y social

Tal y como se indica en la normativa, en el trabajo de final de grado ha de constar un apartado que haga referencia a la competencia transversal de compromiso ético y social. Por tanto, en este punto se analiza el trabajo desde un punto de vista ético y se hace referencia a las implicaciones sociales y legales que comporta el estudio.

Debe destacarse que el objetivo principal de este trabajo es comprobar si la métrica utilizada actualmente para la medida de la calidad óptica de las lentes intraoculares es válida. La investigación y conocimiento en el ámbito de las ciencias de la salud tiene una repercusión directa en la mejora de la salud visual de la población, y por tanto una mejora en su calidad de vida. En este sentido hay una relación directa entre el objetivo del trabajo y uno de los cuatro principios que rigen la bioética: la beneficencia.

Se han utilizado datos clínicos del estudio llevado a cabo por el Dr. Miguel Ángel Gil Arnal, médico adjunto del Servicio de Oftalmología del Hospital de Santa Creu y Sant Pau y Dra. Consuelo Varón, profesora de la Facultad de Óptica y Optometría. Este estudio fue aprobado por el comité del Hospital de Santa Creu y Sant Pau donde todos los participantes firmaron un consentimiento informado.

7. Referencias

- Abbot Medical Optics Inc,. TECNIS multifocal 1-Piece IOL DFU, Models ZKB00 and ZLB00. Santa Ana, California.
- Abbot Medical Optics Inc,. TECNIS multifocal 1-Piece IOL DFU, Model ZKB00. Santa Ana, California.
- Aixa, A., Carmen C., Robert R., Henk W., Linda t., Kendra H., Patricia P., Preclinical metrics to predict through-focus visual acuity for pseudophakic patients. Biomed Opt Express. 2016 May 1;7(5):1877-1888.
- Alba-Bueno, F., Vega F., Millán MS., Halos and multifocal intraocular lenses: origin and interpretation. Arch Soc Esp Oftalmol. 2014 Oct; 89(10):397-404.
- Alfonso, J.F., Lentes intraoculares Bifocales, Multifocales y Acomodativas en cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva. 2007 SECOIR.
- Amos, John F., Diagnosis and management in vision care. Boston: Butterworths, 1987, Cap. 19
- Anderson, HA., Hentz G., Glasser A., Stuebing KK., Manny RE., Minus-lens-stimulated accommodative amplitude decreases sigmoidally with age: a study of objectively measured accommodative amplitudes from age 3. Investigative Ophthalmology & Visual Science 2008; 49: 2919-2926
- Auffarth, GU., Schmidbauer J., Apple DJ., The life work of Sir Nicholas Harold Lloyd Ridley Ophthalmology 2001 Nov; 98(11):1012-6
- Beebe, DC., Holekamp NM., Shui YB., Oxidative damage and the prevention of agerelated cataracts. Ophthalmic Res 2010; 44:155-165
- Brown, N. The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation. Exp Eye Res 1972; 15:441-59
- Cheng, X., Bradley A., Thibos LN., Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics, J. Vis 2004. 4(4), 310-321.
- Felipe, A., Artigas JM., Díez Ajenjo A., García Domene C., Peris C., Modulation transfer function of a toric intraocular lens: evaluation of the changes produced by rotation and tilt, J. Refract. Surg. 2012 28(5), 335-341.
- García-Domene, MC., Felipe A., Peris-Martínez C., Navea A., Artigas JM., Pons ÁM., Image Quality Comparison of Two Multifocal IOLs: Influence of the Pupil, J. Refract. Surg. 2015. 31(4), 230-235.

- García, E., Análisis in-vitro de la eficiencia energética de las imágenes formadas por lentes intraoculares multifocales. Trabajo Final de Máster. 2012. Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa, UPC.
- Gil, MA., Varón C., Cardona G., Vega F., Buil JA., Comparison of far and near contrast sensitivity in patients symmetrically implanted with multifocal and monofocal IOLs. Eur J Ophthalmol. 2014 Jan-Feb; 24(1):44-52.
- Hetch, E., ÓPTICA. ADDISSON WESLEY IBEROAMERICANA, Madrid, 2000. ISBN: 84-7829-025-7
- Hiller, R., Giacometti L., Yuen K., Sunlight and cataract: An epidemiologic investigation. Am J Epidemiol 1977; 105:450-9.
- Holladay, JT., Piers PA., Koranyi G., van der Mooren M., Norrby NE., A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. J Refract Surg. 2002Nov-Dec; 18(6):683-891.
- ISO 11979-2:2014, Norma Española UNE-EN ISO 11979-2., Implantes oftálmicos. Lentes intraoculares. Parte2: Propiedades ópticas y métodos de ensayo
- Norrby, S., Piers P, Campbell CH., Van der Mooren M., Model eyes for evaluation of intraocular lenses. Applied Optics 46, 6595-6605b2007.
- Paul, L., Kaufman A., Fisiología del ojo: aplicación clínica. Ed. Elsevier España, 2003.
- Plaza-Puche, AB., Alió JL., MacRae S., Zheleznak L., Sala E., Yoon G., Correlating Optical Bench Performance with Clinical Defocus Curves in Varifocal and Trifocal Intraocular Lenses. J Refract Surg. 2015 May;31(5):300-7.
- Portney, V., Light distribution in diffractive multifocal optics and its optimization. J Cataract Refract Surg. 2011 Nov; 37(11):2053-9.
- Robman, L., Taylor H., External factors in the development of cataract. Eye 2005; 19: 1074-1082
- Rodriguez-Galietero, A., Montés-Micó R., Muñoz G., Albarrán-Diego C., Comparison of contrast sensitivity and color discrimination after clear and yellow intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 2005; 31: 1736-1740.
- Smith, WJ., Chapter 15.8 The Modulation Transfer Function. In Modern Optical Engineering, 385-90. 4th ed. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2008.
- Stachs, O., Martin H., Kirchhoff A., Stave J., Terwee T., Guthoff R., Monitoring accommodative ciliary muscle function using threedimensional ultrasound. Ophthalmol 2002; 240:906-912.

- Varón, C., Gil MA., Alba-Bueno F., Cardona G., Vega F., Millán MS., Buil JA., Stereo-
acuity in patients implanted with multifocal intraocular lenses: is the choice of
stereotest relevant? *Curr Eye Res.* 2014 Jul;39(7):711-9.
- Vega, F., Alba-Bueno F., Millán MS., Varón C., Gil MA., Buil JA., Halo and Through-
Focus Performance of Four Diffractive Multifocal Intraocular Lenses. *Invest.*
Ophthalmol. Vis. Sci. 2015 56(6), 3967–3975.